## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number:

2001-292995

(43) Date of publication of application: 23.10.2001

(51)Int.CI.

A61B 8/00

G06T 1/00

(21)Application number : 2000-114920

(71)Applicant: GE YOKOGAWA MEDICAL

SYSTEMS LTD

(22)Date of filing:

17.04.2000

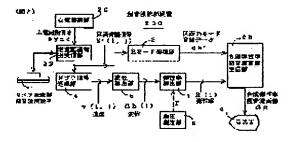
(72)Inventor: RI TAHO

## (54) IMAGE FORMING METHOD, IMAGE FORMING DEVICE, AND ULTRASONIC DIAGNOSTIC EQUIPMENT

## (57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To recognize the elastic module of a part in a subject and to observe a state of the inside of the subject in details.

SOLUTION: The ultrasonic diagnostic equipment 200 is provided with a linear scanning-type ultrasonic probe 1 for dividing a desired scanning range into a plurality of scanning sections and scanning the inside of a subject for each scanning section by ultrasonic waves in accordance with an electrocardiogram synchronizing signal sync, a scanning section transmission/reception part 22, an elastic module calculation part 7 for calculating the elastic module E(i) of the part on the basis of a change in blood pressure P and the displacement  $\Delta h(i)$  of a part, a synthetic elastic module ultrasonic image forming part 28 for forming a section elastic module ultrasonic image formed of picture elements having luminance determined by the elastic module E(i) and forming a synthetic elastic module ultrasonic image G2 synthesized by matching each



section elastic module ultrasonic image to a position of the scanning section, and a CRT 9. Therefore, the distribution state of elastic module can be recognized at a glance, and high quality of an ultrasonic image can be improved.

## **LEGAL STATUS**

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

BEST AVAILABLE COPY

(S2) (18) 日本四谷群庁 (1 P)

€ 公数( 盐 開佈

**特期2001-292995** (11)特許出國公開每号

(P2001-292995A)

(43)公開日 平成13年10月23日(2001, 10, 23)	デーフェート(参考) 4C301 290D 5B057	
(43)公開日 平月	8/00	
	F1 A61B G06T	
	<b>数</b> 別記号 290	
	8/00	
	(51) Int C1. A 6 1 B G 0 6 T	

審査研究 未開求 開求項の数9 OL (全10 頁)

(21) 出版等号	(\$E\$2000-114920(P2000-114920)	(11) 出國人	(71) 出国人 000121936
(22) 出政日	平成12年4月17日(2000.4.17)		ジーイー検阿メディカルシステム株式会社東京都田野市地が任4丁目7番地の127
		(72) 発明者	
			東京都日野市旭夕丘4丁目7番地の127
			ジーイー複両メディカルシステム株式会社
			K
		(74) 代理人 100095511	100095511
			弁理士 有近 静志郎
		ドターム(物	ドターム(参考) 4(201 (302 1004 1009 1011 2511
			EE20 FF28 J829 J832 JC13
			KK22
			5B057 AA07 BA05 CA13 CB13 DA08
			DA17

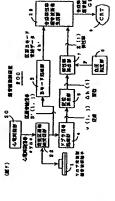
(54) 【発明の名称】 関像生成方法、関像生成装置および超音波診断装置

[課題] 被検体内のある部分の弾性率を認識できるよ うにする。被験体内の様子を詳細に観察できるようにす 【解佚甲段】 超音放診断装置200は、所望走査範囲 と、血圧Pの変化およびある部分の変位△h(1)に基 **かいて数部分の溶性母臣(i)を算出する弾性母算出部** 各地並区画について被検体内を組音波で迚査するリニア 7と、弾性甲圧 (i) により輝度を決めた回繋からなる を複数の赴査区画に分割し心電同期信号syncに合わせて **車室型超音波探触子1および走査区画毎送受信部22** 

**き合成弾性率超音波画像G2を生成する合成弾性率超音** 【効果】 学性率の分布状況を一目で認識できる。組音 校回像生成部28と、CRT9とを異偏する。 坂回像を高国質化できる。

区画学性率超音液画像を生成すると共に各区画弾性率超

音波画像を前記地空区画の位置に対応させて合成した如



象を生成することを特徴とする画像生成方法。

【請求項2】 請求項1に記載の画像生成方法におい

【請求項3】 請求項2に記載の画像生成方法におい 画像を生成することを特徴とする画像生成方法。

租音波画像を生成し、それら区画超音波画像を前配走査 区画の位置に対応させて合成した如き合成組音液画像を し、各走査区画について被検体を超音波で走査して区画

および前配部分の変位に基ろいて数部分の弾性率を算出 する弾性卒算出手段と、前記弾性卒を対応する國素値に 反映させた弾性率画像を生成する弾性率画像生成手段と を具備したことを特徴とする画像生成装置。

成した如き合成弾性率超音波画像を生成する合成弾性率 について被検体を超音液で走査して区画弾性率超音波画 像を生成する区画弾性率超音波画像生成手段と、各区画 海性率組音液画像を前記を査区画の位置に対応させて合 て、所望走査範囲を複数の走蛮区画に分割し各走査区画

て、前記区画弾性率超音波画像生成手段は、前配圧力の 周期的変動に同期させて前記各走査区画の走査を行うこ (精水項7]、請水項6に記載の画像生成装置におい とを特徴とする画像生成装置。

生成装置。

(精水項8) 所望走査範囲を複数の走査区画に分割し

の少なくとも 1 つの画像生成装置とを具備したことを特 「請水項9」 超音波探触子と、請水項5から請水項8 徴とする超音故診断装置。

発明の詳細な説明

[発明の属する技術分野] 本発明は、画像生成方法、画

および前配部分の変位に基づいて数部分の弾性母を算出 し、その弾性容を対応する画楽値に反映させた弾性卒画 「請求項1】 被検体内のある部分に加わる圧力の変化

て、所望走査範囲を複数の走査区画に分割し、各走査区 区画の位置に対応させて合成した如き合成弾性宰超音波 **画について被検体を組音波で走査して区画弾性率組音波** 画像を生成し、それら区画弾性卒超音波画像を前記走査

て、前記压力の周期的変動に同期させて前記各走査区画 の走査を行うことを特徴とする画像生成方法。

[請求項4] 所望走査範囲を複数の走査区画に分割 生成することを特徴とする画像生成方法。

[請求項5] 被後体内のある部分に加わる圧力の変化

**留音波画像生成手段とを具備したことを特徴とする画像** 【請求項6】 請求項5に記載の回像生成装置におい

音波画像を前記走査区画の位置に対応させて合成した如 各走査区圏について被検体を超音波で走査して区画超音 波画像を生成する区画超音波画像生成手段と、各区画超 き合成組音波画像を生成する合成組音波画像生成手段と を具備したことを特徴とする画像生成装置。

ç

は、被検体内のある部分の弾性部を認識できる固像を生 像生成装置および組音故診断装置に関し、さらに詳しく

8

特開2001-292995

成し、また、被検体内の様子を詳細に観察できる画像を 生成する画像生成方法、画像生成装配および組音液診断 表職に関する。

[0002]

【従来の技術】初期の無症状性動脈硬化の診断技術とし て、超音波断層法で被検体内を撮影したBキード画像を 数示し、アテローマ (atheroma) の存在や大きさを鑑別 般に、動脈などの血管の内臓における脂質の沈積を愈味 する。極勢対象の血管としては、動脈硬化の多発部位や あり且つ高画質のBモード画像を得やすい頚動脈が採用 する技術が知られている。なお、前記アテローマは、一 される場合が多い。

[0003]

題点がある。なお、前配弾性率は、アテローマが血管壁 **一タとして有用である。また、上配従来の超音被断層法** することが難しい問題点がある。数値例を挙げれば、超 音波パルスの繰り返し周波数PRF(Pulse Repetition から剝離して血管を簡まらせる可能性を評価するパラメ の違いから健常者と初期の動脈硬化路者とを正確に判別 Frequency)を7~10MHzとした場合のIMT(類 では、被後体内の様子を詳細に観察できず、頚動脈蝗厚 なので、30才代の健信者の統計上の平均1MTである で、本発明の第1の目的は、被後体内のある部分の弾性 **率を認識できる画像を生成する函像生成方法、画像生成** 動脈管壁の中内膜の厚み)の砌定路登は0.1mm程度 0.53mm程度と、初期の動脈硬化患者の統計上の平 た、本発明の第2の目的は、被検体内の様子を詳細に観 均1MTである0.75mm程度とを区別し難い。そこ 装配および組音液診断装置を提供することにある。ま 【発明が解決しようとする課題】上記従来の超 法では、血質盤やアテローマの弾性母を賜頼し 20 30

察できる画像を生成する画像生成方法、画像生成装置お [蹀躍を解決するための手段] 第1の観点では、本発明 の観点による画像生成方法では、前記弾性率画像の各画 **報の輝度や色を比較することで、被検体内のある部分の** ることを特徴とする画像生成方法を提供する。上記第二 は、被徴体内のある部分に加わる圧力の変化おより 性率を対応する画券値に反映させた弾性率画像を 部分の変位に基づいて該部分の弾性率を算出し、 よび組音液診断装置を提供することにある。 [0004]

【0005】第2の観点では、本発明は、前記第1の観 点の画像生成方法において、所望売査範囲を複数の走査 区画に分割し、各赴査区画について被検体を超音波で走 る回像生成方法を提供する。上記第2の観点による画像 **登して区画弾性率組音波画像を生成し、それら区画弾性 卒組音波画像を前記走査区画の位置に対応させて合成し** た如き合成弾性率組音波画像を生成することを特徴とす 生成方法では、老査力向の音級数を増やして音級密度を 単性率の差を認識できるようになる。

-2-

2

1

ව

帝国2001-292995

高めた場合でも、各赴並区面についての赴査に関する時 同は光敏的低へた液む。したがった、被徴体内のもる部 分に動きがある場合でも、所留走位衛囲に対応する倒域 の会体に買って、プレが小さく且つ高分解能の合成弾性 **平租 在 は か と な 立 と が 出来 る。** 

党方法では、被検体内のある部分が圧力の周期的変動に 【0006】第3の観点では、本発明は、前配第2の観 **点の回像生成方法において、前配圧力の周期的変動に同** 柳させて前配各赴蛮区回の赴査を行うことを特徴とする より動く協合でも、時相を揃えて各赴査区画を赴査する ことが可能となり、合成弾性率超音波画像における各区 画像生成方法を極供する。上記第3の観点による画像生 **画弾性率組守波画像の接合部に段笠が生じることを抑制** 

生成方法を提供する。上記第4の観点による画像生成方 [0007] 第4の観点では、本発明は、所望走査範囲 を複数の赴査区画に分割し、各走査区画について被條体 を紅音被で患近して区画超音波画像を生成し、それら区 た如き合成組守故画像を生成することを特徴とする画像 **出では、逆弧方向の音線数を焰やして区画超音波画像の** 分解組を高めた場合でも、各地査区回についての赴査に 財ナる時間は比較的個ペト浴む。 したがった、被核体力 する領域の会体に互った、プレが小さく且つ複分解語の 被資体内の様子を詳細に観察できるようになり、例えば 阿屈在液固像を前記地道区画の位置に対応させて合成し のある部分に動きがある場合でも、所望走査範囲に対応 領律者と初期の動脈硬化患者とないっそう正確に判別す 合成組守筱函像を生成することが出来る。これにより、 ることが可能となる。

[0008] 第5の観点では、本発明は、被検体内のあ いて駁卸分の弾性率を算出する弾性率算出手段と、前配 単性母を対応する固奏値に反映させた弾性母画像を生成 ナる弾性卒画仮生成年段とを具備したことを特徴とする **改装屋では、前配第1の観点による画像生成方法を好適** る部分に加わる圧力の変化および前配部分の変位に基力 回像生成装置を指供する。上記第5の観点による画像生 に対断でゆる。

[0009] 第6の観点では、本発明は、前記第5の観 4の回像生成装置において、所留走査範囲を複数の走査 **区回に分割し各む査区回について被検体を組存扱で赴査** 回像生成年段と、各区國導性率組音波画像を前記走査区 回の位置に対応させて合成した如き合成弾性率超音被画 の観点による画像生成装置では、前配第2の観点による して区面弾性中組音波画像を生成する区画弾性率組音波 象を生成する合成弾性率組音波画像生成手段とを具備し たことを特徴とする画像生成装置を提供する。上記第6 画像生成力法を好適に実施できる。

生成年段は、前配圧力の周期的変動に同期させて前記各 [0010] 第7の観点では、本発明は、前記第6の観 係の画像生成装置において、前配区画弾性率超音波画像

**社査区面の走査を行うことを特徴とする画像生成装置を 最供する。上記第7の観点による画像生成装置では、前** [0011] 第8の観点では、本発明は、所望走査範囲 ・複数の走査区画に分割し各走査区画について被検体を 昭帝波で走査して区画超春波画像を生成する区画超春波 国像生成年段と、各区画超音波画像を前配赴査区画の位 **覧に対応させて合成した如き合成組音波画像を生成する** 合成組合改画像生成手段とを具備したことを特徴とする 画像生成装置を提供する。上記第8の観点による画像生 成装置では、前記第4の観点による画像生成方法を好適 兄第3の観点による画像生成方法を好適に実施できる。 2

と、前記第5の観点から第8の観点の少なくとも1つの 回像生成装置とを具備したことを特徴とする超音液診断 英置を提供する。上記第9の観点による超音波診断装置 では、前配第1の観点による画像生成方法から前配第4 の観点による回像生成方法の少なくとも1つを好適に実 [0012] 第9の現点では、本発明は、超音波探触子

[0013] なお、前配ある部分に加わる圧力の変化お よび前配部分の変位は、直接に計測してもよいし、別の 計削パラメータから間接的に算出してもよい。 一例を益 げれば、前配部分の変位は、眩部分の速度と時間との積 により算出し得る。また、前配圧力の周期的変動との同 -例を挙げれば、血圧の周期的変動との同期は、心電回 期は、政圧力の変動を直接に検出して行ってもよいし、 別の検出パラメータを利用して間接的に行ってもよい。 明により行い得る。

30

本発明をさらに詳しく説明する。なお、これにより本発 [発明の奥施の形態]以下、図に示す奥施の形態により 男が限定されるものではない。

[0015] -第1の実施形態-

リニア赴査型超音故探触子1と、被検体内の所望の走査 前囲に超音波パルスを送信しそれに対応するエコーを受 送受信部2と、前記音線信号S(i, j) からBモード 音線データdbを生成するBモード処理部3と、被検体 るドプラ信号処理部4と、哲記遊度 v (i, i) に抵力 、て前配ある部分の要位△h(i)を算出する変位算出 **応部6と、前記ある部分の弾性率区(1)を算出する弾** 生成する弾性率超音波画像生成部8と、前記弾性率超音 図1は、本発明の第1の実施形態にかかる超音故診断装 **省することを反復して音線信号S (i, j)を出力する** 内のある部分が動く遠度~(1, 1)を算出して出力す 生率算出部7と、前記弾性率区(1)により8モード画 像の輝度を決めた画業からなる弾性率組音波画像 G 1 を **歿画像G1を表示するCRT9とを具備して構成されて** 町5と、被検体の上配部の血圧Pを連続測定する血圧測 置を示す構成図である。この組音液診断装置100は、 ŝ

**みである。 j は、前記音級番号 i ごとの走査回数であ** 

で1000回走査する。1000回の走査には、3秒を 要する。Wは、頚動脈管壁である。aは、アテローマで [0016]次に、上記組音液診断装置100により前 説明する。まず、前記リニア走査型組音波探触子1を被 繰り返し周波数 P.R.F=12kHzの超音液パルスを用 0mm~30mm幅で、例えば18mm幅)を36音級 ευτ, s (1, 1), s (2, 1), ..., s (3 **険体の体表に当て、頚動脈を走査する。例えば、パルス** 0), …, S (36, 1000)を順に出力する。この 【0017】前記ドブラ信号処理部4は、前記音線信号 v (2, 1000), …, v (36, 1000) を順に 2弾性率超音波画像G1を表示する動作について詳しく いて、図2に示すように、所望の走査範囲R (一般に1 S(i,j)を処理して、頚動脈管壁Wやアテローマα 6, 1), S (1, 2), S (2, 2), ..., S (3 6. 2). ..., S (1, 1000). S (2, 100 2), ..., v (36, 2), ..., v (1, 1000) ある。すると、前記送受信部2は、音線信号S (i, 1), ..., v (36, 1), v (1, 2), v (2, 場合、走査方向の音線密度は、2音線/mmである。 が動く滋度v (i, j) = v (1, 1), v (2,

【0018】 前記変位算出部5は、音線番号;=1~3 6, 走査回数 1 = 1 ~ 8 9 9 のそれぞれについて、変位  $\Delta h$  (i) = | v (i, j) + v (i, j+1) | / Δh (i) &,

により算出する。変位△h(ⅰ)の特性の具体例を説明 である。第5領域25は、前配変位△h(ⅰ)が小さい するため、図3に、破線で示すように、前配音級倡号S (i, j)の取得時刻に1における状態を想定し、実験 で示すように、前記音級信号S (i, j+1)の取得時 (1) の特性を、図4に例示する。第1個域21は、前 第4個域24は、前配変位△h (i) がやや大きい倒域 は、前配変位△h(i)がやや大きい領域である。第3 関域23は、前記変位△h(ⅰ)が大きい個域である。 刻t2における状態を想定する。この場合の変位△h 記変位△h(i)が小さい領域である。 第2領域22 (2×PRF)

に、前記取得時刻 1 1の血圧をp1とし、前記取得時刻 により算出する。そして、各仮決定弾性率e (i)の平 均値を弾性卒臣 (i) として決定し、出力する。このよ うに、多数の仮決定弾性率。 (i) の平均値を採用する ことで、弾性単臣(i)の算出精度を高めると共に、耐 t2の血圧p2とするとき、仮決定弾性率e(i)を、 [0019] 前記弾性率算出部では、図5に示すよう e (i) =  $\Delta h$  (i) / | p 2 - p 1 | 雑音性を向上できる。

**国政を信記単位帝臣(i)に私ろいた決定した路柱母組** fl 改画像G1を生成し、CRT10へ送る。例えば前記 **弾性毎日(i)が大きいほど高輝度とする。前記CRT** 単性率超音波画像G1を例示する。背景は黒である。第 る。よって、第3位板23の弾性率が吸む高く、次いで [0020] 前記弾性率組音波圖像生成部8は、前配8 Fード苷級データ d b に基乙へ Bモード回復の各圏珠の 1 領域21 は暗い白で見え、第2領域22はやや明るい 白で見え、第3個版23は明るい白で見え、第4個版2 4 はやや明るい白で見え、第5 領域25 は暗い白で見え 第2領域22および第4領域24の弾性率が高く、第1 9 は、前記弾性母組音液画像G 1を表示する。図6に、 領域21および第5領域25の弾性率が低いこと<u>が判</u>

装置100によれば、弾性率超音波画像G1の各画葉の 輝度から、頚動脈管盤Wやアデローマュの弾性率の分布 [0021] 以上の第1の実施形態にかかる超 状況を一目で認識できる。

図7は、本発明の第2の実施形態にかかる組音波診断装 置を示す構成図である。なお、前配第1の奥施形態にか 符号を付している。この超音液診断装置200は、リニ 倡号S'(i, j)を出力する走査区回毎送受信部22 かる超音波診断装置 100と回じ構成要素には固じ容照 る心電同期部20と、被後体内の所望の走査範囲を複数 の赴査区国に分割し柜記心館同期信号syncのタイミング に合わせて各赴査区画について超音液パルスを送伯しそ れに対応するエコーを受信することを反復して区画音級 と、前記を査区画に対応する区画Bモード音線データd b. を生成するBモード処理的3と、ドブラ信号処理部 4と、変位算出部5と、血圧測定部6と、被検体内のあ 前記弾性率E(i)により区画Bモード画像の輝度を決 ア走査型超音液探触子1と、心電同期信号syncを出力す る部分の弾性卒医(1)を算出する弾性卒算出部7と、 めた画券からなる区画弾性率組合故画像(図9のG2 [0022] - 第2の実施形態-33

超音波画像生成部28上、前配合成弹性率超音波画像G 2, r 3は、所望の走査範囲Rを3層に分割したときの 1区画である。前記走査区画 11, r 2, r 3は、それ ぞれ、例えば6mm幅である。まず、図8の(a)に示 て、前記走査区画11を規定走査回数だけ走査する。 次 図8の(b)に示すように、前記心場同期信号sync のタイミングに合わせて、前配色査区画 12を規定走査 [0023] 図8は、前配リニア走査型超音波探触子1 による走査原理を示す模式図である。走査区画 1 1, 1 すように、前記心電回期個号syncのタイミングに合わせ 1, G22, G23)を生成すると共にそれら区画型 2を投示するCRT9とを具備して構成されている。 た如き合成弾性率超音波画像G2を生成する合成 率超音波画像を前記走査区画の位置に対応させ・

-4-

回数だけ赴査する。女に、図8の(c)に示すように、

20

÷

いる。なお、iは、組音板パルスおよびエコーの音楽器

20

帝朋2001—292995

**体照2001-292995** 

9

(5) (6) では、 1 (7) では、 1 (7) では、 1 (8) では、 1 (9) では、 1

は、それぞれ、1秒ですむ。

(0024) 図9は、前記合成準性中超音波図像G2の 別示図である。なお、機形対象は、前配第1の実施形態 と同じとする。この合成準性準鉛音波画像G2は、前記 地道区回「1に対応する区回線性準鉛音波回像G21 と、前記地型区回「2に対応する区回線性準鉛音波回像 G22と、前記地型区回「3に対応する区回線性準鉛音波回線 間Rを一度に建立する場合に比べて、地型時間の可 11、72、73の地位に関がいて、地道時間の下 が動像G23とを登したがで、地道時間の下 が、近回線性部留音波回線の21、G22、G23を 分解配に含る。また、各地型区回「1、72、73を 心電回期信号をいに合わせて地道するので、各区回導性 部間音数回像G21、G22、G23を通 の機能のできる。また、各地型区回「1、72、73を 心電回期信号をいに合わせて地道するので、各区回導性 部間音数回像G21、G22、G23の接合部に段路が 生じることを抑制できる。

[0025]以上の第2の契稿形態にかかる超音被影響 装置200によれば、区画等体単函音波画像の21,G 22,G23を合成した白き高分解語の合成等性単函音 液固像G2を表示することが出来る。

× 100267 - 女3の攻権形態 -

図10は、本発明の第3の実施形態にかかる超音波診断整度を示す構成図である。なお、耐度類2の実施形態にかかる超音波診断接属200と同じ構成図解の30項流形態にかかる超音波診断接属200と同じ構成図解に同じ診解符号を付している。この超音波診断発展300は、リーア地登型超音波探触子1と、心理同期第20と、連査区面位送受援第2と、区面音波信号8、(i,j)から建2区国ごとの区国CFM音線信号8(i,j)から建2区国ごとの区国CFM音線行号8(i,j)から建2区国ごとの区国CFM音線行号8(i,j)から建2区国ごとの区国CFM音線近台82、前記を基区国ごとの区国CFM音線に不成成立との区国に対応させて合成した如き合成CFM面像を前記を基区国の位置に対応させて合成した如き合成CFM面像を前記を基区国の位置に対応させて合成した如き合成CFM面像を前記を基区国の位置に対応させて合成した如き合成CFM面像25元を成立との成別を表区国の位置に対応させて合成した如き合成CFM面像を前記を基区国の位置に対応させて合成した如き合成CFM面像G3を生成する合成CFM回像G3を表示するCRF9とを具備して構成されている。

10021 2011 11、 市部のよいである。 10021 図111、 市部の中の内の地域のの中のである。 なお、撮影が単に、市部が中の対域形態と同のである。 にのも成で下M回線の31と、 中部や単区面下1に対応する区面で下M回線の31と、 中部や単区面で2に対応する区面で下M回線の32とから成したのを回線である。 第1 簡単211に前にリードや単型の中が液体・1に係強で近くく (図3, 図4参照) によから事いまで見え、第2箇線221は前記リーアを登型磁中液探性・1に係強で応くく (図3, 図4参照) にとから事いまで見え、第2箇線22は前記リーアを登型磁中液探性・1に係強で応くく (区3, 図4参照) にとから幅いまで見え、第2箇線22は前記りによから限い。 第1にかか着選で近くによからかやの思いまりに、第

3 領域 2 3 は前記リニア 建整型組音波探触子 1 に高遠で 近づくことから明るい赤で見え、第4倒板24は前記リ **ニア走査型組音液探触子1にやや液速で近ろくことから** 故探触子1に低速で近づくことから暗い赤で見える。ま で、血流領域が黒く見える(直交しない場合には、血流 やや明るい赤で見え、第5倒竣25はリニア走査型組音 速度に応じた輝度で着色される)。 よって、第3領域2 関核24の弾性率が高く、第1関域21および第5領域 25の弾性率が低いことが判る。前記走査範囲Rを一度 3の走査時間が短いので、走査時間内での類動脈管壁W た、各走査区画r 1,r 2,r 3を心亀同期信号syncku 合わせて赴査するので、各区国CFM画像G31,G3 G33を合成した如き高分解能の合成CFM画像G3を 3の弾性率が敷も高く、吹いで第2個域22および第4 に走査する場合に比べて、前記走査区画 11, r2, r なよびアアローマュのブレポッさくて浴み、区国CFM 【0028】以上の第3の実施形態にかかる超音被影形 **安示することが出来る。これにより、頚動脈管壁Wおよ** びアテローマαが動く玻度の徴炒な違いを認識すること 2, G33の接合部に段整が生じることを抑制できる。 た、図2の例では血流方向と音線方向とが直交するの 画像G31, G32, G33を高分解館化できる。ま **袋買300によれば、区圏CFM画像G31, G32,** 9 2

が可能となり、弾性率の分布状況を推定できる。 【0029】 - 他の異施形態- (1)上配新1の実施形態および第2の実施形態では、 単性単臣(i)によって輝度を変えたが、表示色を変えてもよい。

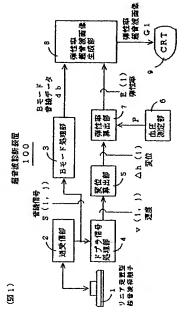
G 2 まだは合成C F M関係G 3 を生成してもよい。 (3) 上記第1~第3の実施形態では、リニア走登型組音波探触子1を用いたが、これ以外のタイプの組音波探触子(セクタ電子を査型組音液探触子、メカニカルセクタ産室型超音玻探触子、コンベクスを査型超音波探触子など)を用いてもよい。

[0030]

【発明の効果】本発明の面像生成方法、面像生成装置および租金数数
よび租金数数
が発体内のある部分に関し業性率により関数値を変えた準性率

【図 1 1】 合成CFM画像の倒示図である。 合成弹性容超音波圖像生成部 リニア走査型超音波探触子 單性率超音波画像生成部 合成CFM画像生成部 走查区間每送受信部 ドプラ信号処理部 装配を示す構成図である。 Bモード処理部 超音故影斯装置 組音液診斯装置 超音故影断装置 单性率算出部 CFM処理部 **血圧**微定部 変位算出部 い島回越田 送受信部 CRT [符号の説明] 300 200 100 2 8 ဆ 2 2 33 20 [図2] リニア 走査型組音波探触子を用いて頚動脈を走 [図8] 図7の組音彼診断装置による走査原理を示す模 また、複数の走査区画についての区画超音版画像を前記 **赴査区画の位置に対応させて合成した如き合成超音波画** 像を生成することで、超音波画像を髙画質化することが 【図1】本発明の第1の実施形態にかかる超音波診断装 |図4| 類動脈管壁およびアテローマの変位を示す説明 [図7] 本発明の第2の実施形態にかかる組音被診断装 |図10] 本発明の第3の実施形態にかかる超音被診断 で、弾性率の分布状況を一目で認識できるようになる。 [図3] 心柏による血圧の変化を示すグラフである。 [図5] 類動脈の位置ごとの変位の特性図である。 [図9] 合成弾性率超音液画像の例示図である。 【図 6 】 弾性 卒組 音液 画像 の例 示図 である **査する状態を示す説明図である** 置を示す構成図である。 置を示す構成図である。 [図画の簡単な説明] 式図である。 図である。

[🖾 1]



文はなり

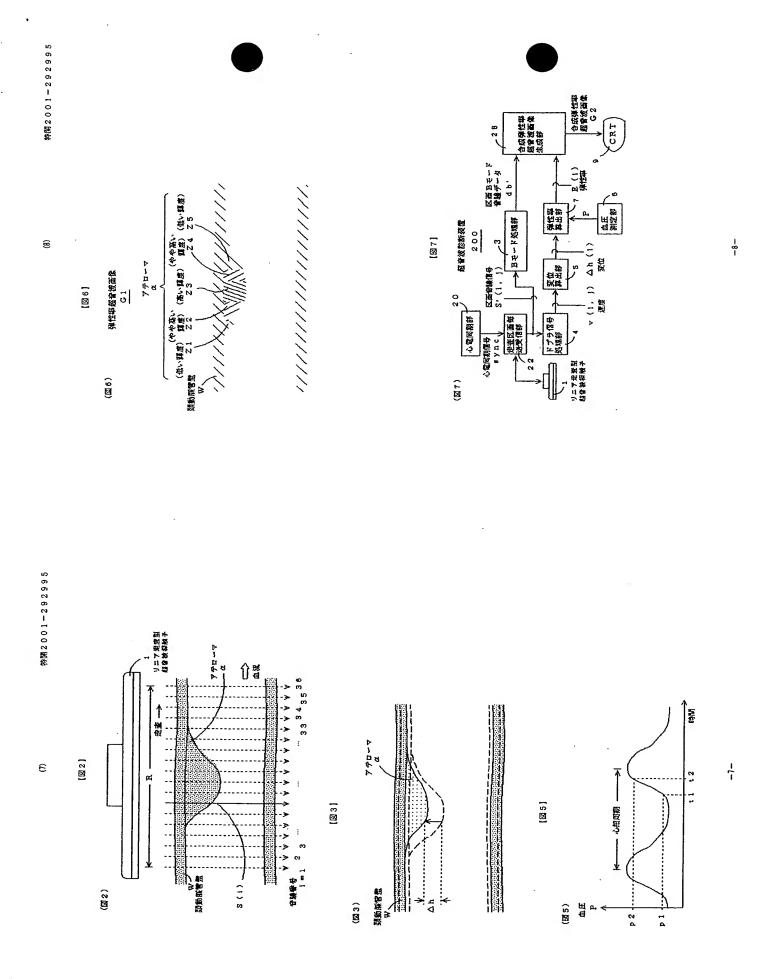
[⊠4]

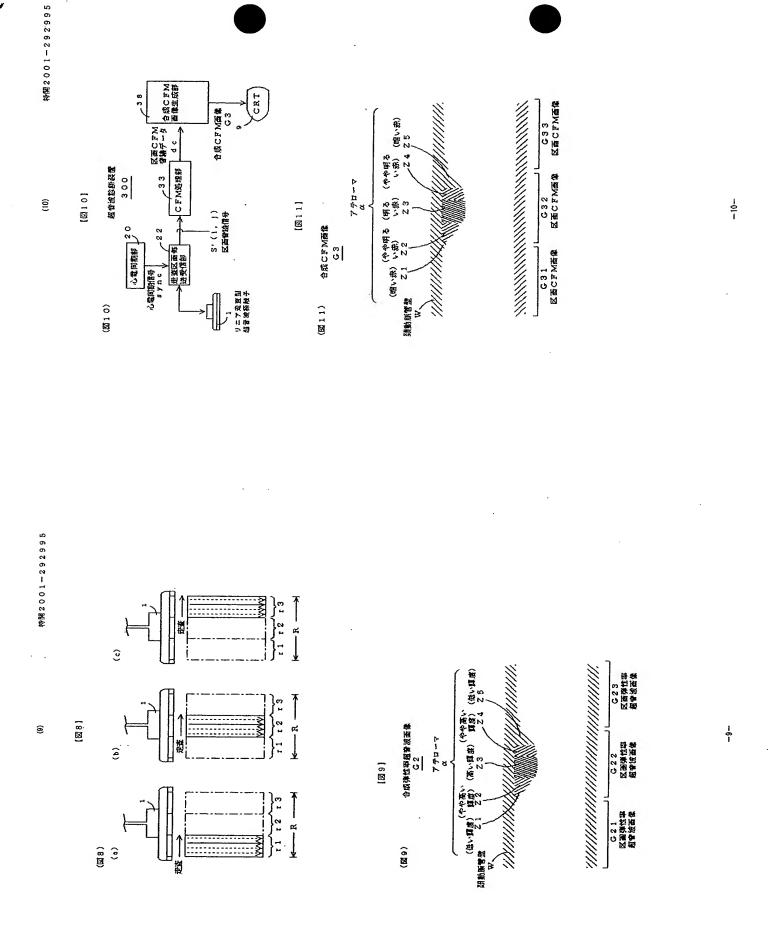
安班提中

-9-

-5-

8





BEST AVAILABLE COPY